

Partial English Translation of Japanese Patent Laid-Open

Publication No. 62-266040

(54) Title of the invention: Ultrasonic Automatic Motion Tracker

(12) Japanese Patent Laid-Open Publication No.62-266040

(43) Published: November 18, 1987

(21) Application No.:61-109384

(22) Date of Filing: May 15, 1986

(72) Inventor(s): K. Iinuma

(71) Applicant: TOSHIBA CO.

From line 12 of the upper left column to line 16 of the upper right column in page 196

(Problems to be Solved by the Invention)

Thus, the conventional motion tracking and display method for human organs cannot realize high-precision measuring.

To overcome this problem, an object of the present invention is to provide an ultrasonic automatic motion tracker that allows the user to track the motion of an organ under test precisely and automatically.

[Structure of the Invention]

(Means for Solving the Problems)

To achieve this object, an ultrasonic automatic motion tracker according to the present invention is characterized by including: phase detecting means for detecting the phase of a reflected wave at an arbitrary point in time; sample point setting means for setting a sample point at an arbitrary position of the reflected wave; sample shifting means for detecting the phase difference of the reflected wave at the sample point and shifting the sample point by a distance corresponding to this phase difference; and motion tracking/display means for automatically following the motion of an organ under test by tracking the shift of the sample point and presenting the motion on a display.

(Function)

The sample shifting means detects the phase difference of the reflected wave at the sample point and converts the phase difference into an equivalent distance, thereby shifting the sample point by the distance. By constantly tracking such a shift of the sample point, the motion of an organ under test can be followed precisely and automatically.

⑯ Int.Cl.<sup>4</sup> 識別記号 庁内整理番号 ⑰ 公開 昭和62年(1987)11月18日  
A 61 B 8/08 8718-4C  
G 01 N 29/04 W-6752-2G

審査請求 未請求 発明の数 1 (全9頁)

⑱ 発明の名称 超音波動脈自動計測装置

⑲ 特 願 昭61-109384  
⑳ 出 願 昭61(1986)5月15日

㉑ 発 明 者 飯 沼 一 彦 大田原下石上138番の1 株式会社東芝那須工場内  
㉒ 出 願 人 株 式 会 社 東 芝 川崎市幸区堀川町72番地  
㉓ 代 理 人 弁 理 士 三 井 正 義

BEST AVAILABLE COPY

1. 発明の名称 超音波動脈自動計測装置

2. 特許請求の範囲

(1) 被検体に向けて発射した超音波パルスの反射波を受取り、この反射波に基づいて超音波画像を生成する超音波動脈自動計測装置において、反射波の任意時点における位置を検出する位置検出手段と、反射波の任意位置のサンプル点を定めるサンプル点指定手段と、反射波のサンプル点における位置を検出し、この位置に基づいて超音波画像を生成するサンプル点移動手段と、サンプル点の移動を追跡することにより被検体の動脈を自動計測しディスプレイに表示する動脈計測表示手段と、を備えることを特徴とする超音波動脈自動計測装置。

(2) 前記サンプル点指定手段は、被検体のサンプル点を定めることが可能に構成される特許請求の範囲1項記載の装置と、前記位置検出手段は、被検体の動脈を自動計測し出力することが可能に構成される特許請求の範囲2項記載の装置とを備えることを特徴とする超音波動脈自動計測装置。

3. 発明の発明の目的

(従来の技術)

本発明は、動脈のある被検体の動脈を計測し、表示する超音波動脈自動計測装置に関するものである。

(従来の技術)

心臓等のように常に動きのある臓器に向けて発射した超音波パルスの反射波(エコー波)をCRT等に表示装置することにより表示させるようにした超音波エコー波法が知られている。しかし、このエコー波法は、表示される超音波画像の分解能は必ずしも十分でない。心臓や

の型の動きを精度良く計測するのは困難であり、その動きや心臓の動きを機械的に計測するのが精一杯である。

このため心臓の動きを10mm以下の精度で計測するのは不可能である。

また、このような従来の計測法は、Mモード画像から人間が例えば、心臓の動きを所望部分と思われる位置を指定して計測する必要がある。

人間の代わりにコンピュータによる自動計測を行う例も報告されているが、限定された特定分野にしか適用できない。

(発明の構成)

このように従来の動脈の自動計測装置には、精度の良い計測が不可能であるという問題がある。

本発明は、以上の問題に対処してなされたもので、被検体の動きを精度良くかつ自動的に計測できる超音波動脈自動計測装置を提供することを目的とするものである。

(発明の構成)

(問題点を解決するための手段)

は、第1及び第2フリップフロップ5、6によって4分周され(1/4)、さらに分周回路3によってN分周され(1/N)の出力パルス2が供給される。例えば、N=150に設定すると、1.5MHzの基準クロックf<sub>0</sub>は3Hz(1.5MHz/4×750)のレートパルスf<sub>r</sub>とされてパルス2を生成し、このパルス2に基づいて動脈のある被検体の動脈1は被検体に向けて超音波パルスを発射する。

動脈等の生体組織で反射された超音波パルスはエコー波(反射波)となり、前記超音波動脈自動計測装置1で受信され、電気信号に変換された後、増幅器7で増幅された後2回路に分岐されて各々ミキサ8a、8bに加えられ、ミキサ8a、8bは、第1分周された基準クロックf<sub>0</sub>が互いに90°位相ずれ、第2フリップフロップ5、6によって4分周された基準クロックf<sub>0</sub>が互いに90°位相ずれ、1.5MHzの基準クロックf<sub>0</sub>を先ず第1フリップフロップ5によって、2分周して7.5MHzと

なし、この出力Q、Rの出力を各々第2フリップフロップ6に入力することによりさらに2分周させ、A/D変換器10a、10bの出力は、第1及び第2フリップフロップ5、6の出力を加算する加算器11a、11bに供給され、出力が加算されるルータ回路13、ルータ出力がS/Tコンバータ特性等通常のモード法やモード法で必要とされる処理が行われる動脈計測回路14から構成される。A/D変換器10a、10bの

上記目的を達成するために本発明は、反射波の任意時点における位置を検出する位置検出手段と、反射波の任意位置のサンプル点を定めるサンプル点指定手段と、反射波のサンプル点における位置を検出し、この位置に基づいて超音波画像を生成するサンプル点移動手段と、サンプル点の移動を追跡することにより被検体の動脈を自動計測しディスプレイに表示する動脈計測表示手段とを備えることを特徴とするものである。

(作 用)

サンプル点移動手段によって反射波のサンプル点における位置を検出し、この位置に基づいて超音波画像を生成するサンプル点移動手段と、サンプル点の移動を追跡することにより被検体の動脈を精度良くかつ自動的に計測することができる。

(実施例)

第1図は本発明実施例の超音波動脈自動計測装置を示すもので、基準クロック発振器4で発生された基準クロックf<sub>0</sub>(例えば1.5MHz)の基準クロック

れて3.75MHzとなり、かつ互いに90°(π/2)の位相ずれ、2つの信号が参照信号として得られる。このミキサ8a、8bでは入力信号と参照信号とによっていわゆるクワッドラチャー検波が行われ、これらの出力はローパスフィルタ9a、9bによって高周波成分が除去された後A/D変換器10a、10bに加えられてデジタル化される。

A/D変換器10a、10bの出力は、第1及び第2フリップフロップ5、6の出力を加算する加算器11a、11bに供給され、出力が加算されるルータ回路13、ルータ出力がS/Tコンバータ特性等通常のモード法やモード法で必要とされる処理が行われる動脈計測回路14から構成される。A/D変換器10a、10bの



$\Sigma \Delta x$ の値	増分値
$-1/8 < \Sigma \Delta x < 1/8$	0
$1/8 \leq \Sigma \Delta x < 1/4$	$1/8$
$-1/4 < \Sigma \Delta x < -1/8$	$1/8$
$1/4 \leq \Sigma \Delta x < 1/2$	$1/4$
$-1/2 < \Sigma \Delta x < -1/4$	$1/4$

各レートを毎にこれらの演算を繰り返すこととサンプルポイントメモリ41の初期設定された値  $(x_{11}, x_{12}, \dots, x_{1n})$  のサンプル点はその動きに相当した距離だけ変化し、 $(x_{11}, x_{12}, \dots, x_{1n})$  はサンプル点の動きをそのまゝ書き換えることになる。この値はMモード番号と共にデジタルスキャンコンバータ23に送られ、第6図例に示すようにライン58として表示される。

第7図は以上の動作をわかり易くタイムチャートで示すもので、マーカー間隔54中の第1のサンプル点  $x_{11}$  に例をとって示したものである。サンプル点  $x_{11}$  に対応する心筋が第8図のサンプル56のように動いているとすると、

16

15

に加えるようにする。

第7図例は増分値が  $x_{11}$  の値に加えられて形成された波形を示すもので、初期位置  $x_{11}$  から  $1/8 (0.05)$  に対応して量子化された値で表わしている例を示している。これが実際に移動している心筋の第1のサンプル点  $x_{11}$  の軌跡となる。

$(x_{11}, x_{12}, \dots, x_{1n})$  の変化が大きいと8は、この値を第4図の位相抽出回路16-1にフィードバックし、パワフアムメモリ38a, 38bにメモリする領域を位置に付て移動させればよい。

以上第1の領域マーカー  $x_{11}, x_{12}, \dots, x_{1n}$  について位置が計算される例を説明したが、同様にして第2, 第3の領域マーカーを設定して各々の位置を計算することができる。例えば左心室の位置を算出するには、左心室内壁を示す領域マーカー  $x_{21}, x_{22}, \dots, x_{2n}$  と領域マーカー  $x_{31}, x_{32}, \dots, x_{3n}$  を指定すれば、内径は第1図の計算回路22によって  $(x_{21} - x_{31})$  として自動的に得られ、計算され出力される。またこの値に基づいて同時に壁面算

18

17

の位置の計算ができる。また数値演算されているのでパターン認識等の簡単な処理手段を用いることなく自動計算を実現することがある。さらにデータを一度メモリに蓄えおき必要に応じて取り出すようにすれば、オフラインでも同様な作用、効果を奏することができ、患者のスクリーンを上げる上で有利となる。

#### (発明の効果)

以上述べて明らかなように本発明によれば、反折の位置変化を抽出することにより体内組織の運動場所の動きを計算するようにしたので、高精度でかつ自動的に計算することがある。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明実施例の超音波動画像自動計算装置を示すブロック図、第2図は本発明超音波動画像自動計算装置の要部の構成を示すブロック図、第3図は本発明超音波動画像自動計算装置の作用を説明する原理図、第4図及び第5図は本発明超音波動画像自動計算装置の要部の構成を示すブロック図、第6図例、第7図例、第8図例は本発明の作用を説明する。

20

19

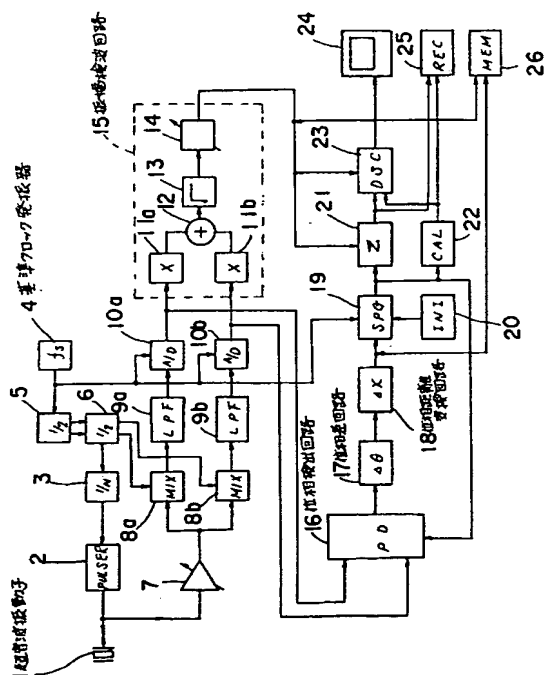
超音波パターン、第7図例は本発明の作用を説明するタイムチャートである。

- 1...超音波動画像、4...超音波クロック発振器、8a, 8b...メモリ、10a, 10b...A/D変換器、15...振幅検出回路、16, 16-1...位相抽出回路、17...位相抽出回路、18...位相抽出回路、19...サンプル点指定回路、24...ディスプレイ、38a, 38b...パワフアムメモリ、41...サンプルポイントメモリ、42...位置メモリ、43...位置演算メモリ、44...比較回路。

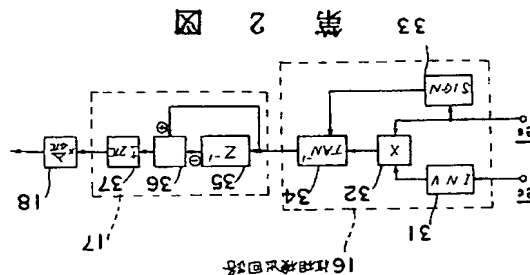


代理人 弁護士 三浦正樹

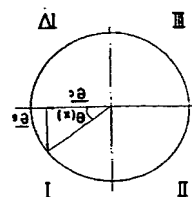
21



一 振

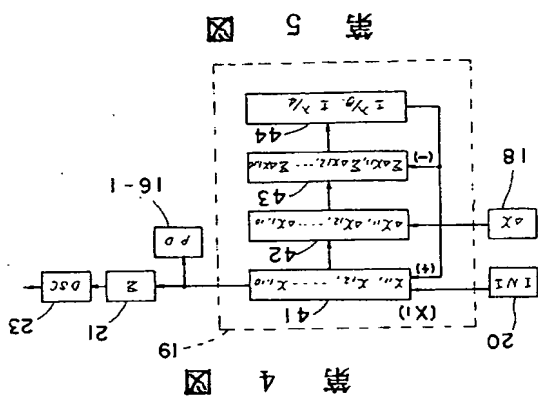


第 2 页

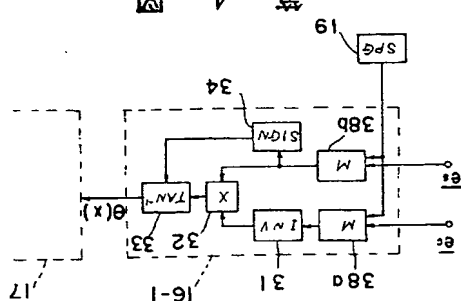


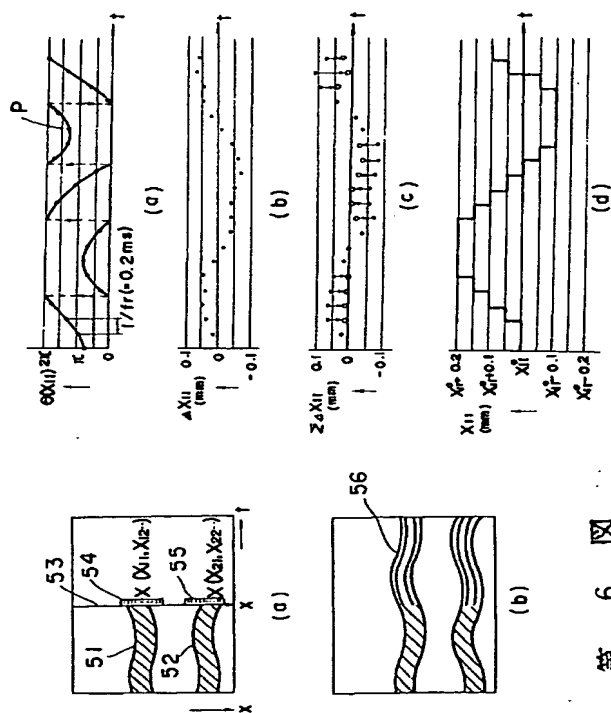
III	III	$\chi^2 \sim \chi^2_{2p}$	IV
III	IV	$\chi^2_{2p} \sim \chi^2$	II
IV	III	$\chi \sim \chi^2_{2p}$	II
IV	IV	$\chi^2_{2p} \sim 0$	I
IV	IV/2	$(\chi^2) 0$	III

第 3 章



第 4 圖





第 6 图

第 7 图

BEST AVAILABLE COPY